



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

12 Offenlegungsschrift
10 DE 41 02 462 A 1

51 Int. Cl.⁵:
A61 B 17/58

21 Aktenzeichen: P 41 02 462.1
22 Anmeldetag: 28. 1. 91
43 Offenlegungstag: 30. 7. 92

DE 41 02 462 A 1

71 Anmelder:
Gundolf, Ferdinand, Dr.med., Kufstein, AT

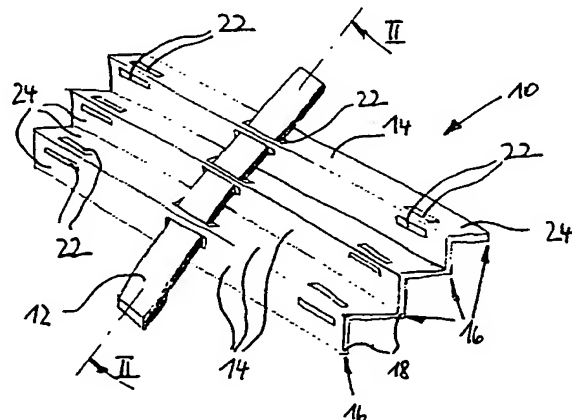
74 Vertreter:
Popp, E., Dipl.-Ing.Dipl.-Wirtsch.-Ing.Dr.rer.pol.;
Sajda, W., Dipl.-Phys.; Reinländer, C., Dipl.-Ing.
Dr.-Ing.; Bohnenberger, J., Dipl.-Ing.Dr.phil.nat.,
8000 München; Bolte, E., Dipl.-Ing.; Möller, F.,
Dipl.-Ing., Pat.-Anwälte, 2800 Bremen

72 Erfinder:
gleich Anmelder

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Stabilisiererelement zur Osteosynthese von Knochenfragmenten, insbesondere zur Fixation von Knochenfrakturen

57 Die Erfindung betrifft ein Stabilisiererelement zur Osteosynthese von Knochenfragmenten, insbesondere zur Fixation von Knochenfrakturen, das die Fraktur und/oder den Knochen im Bereich der zu behandelnden Stelle wenigstens teilweise überdeckt und mit mindestens einem Spannmittel am Knochen festlegbar ist. Das Stabilisiererelement (10) ist dabei im Querschnitt wellen-, mäander-, zickzackartig oder dgl. ausgebildet und am Knochen über wenigstens zwei sich etwa in Längsrichtung des Stabilisiererelementes (10) erstreckende Berührungslinien (16) abstützbar.



BEST AVAILABLE COPY

DE 41 02 462 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Stabilisierелеment zur Osteosynthese von Knochenfragmenten, insbesondere zur Fixation von Knochenfrakturen gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Als Hauptziel der Frakturbehandlung gilt die Wiederherstellung der Funktion der verletzten Extremität. Zur Vermeidung von Fehlstellungen und zur Verhütung von Frakturkrankheiten (Gelenkversteifungen und Weichteilschädigungen infolge zirkulatorischer Störungen) soll dem gebrochenen Knochen durch eine stabile Osteosynthese eine Festigkeit gegeben werden, die eine längerdauernde äußere Fixation durch Gipsverbände erübrigt und eine sofortige aktive Bewegungstherapie der verletzten Extremität erlaubt. Auch bei den wiederherstellenden Eingriffen am Skelett steht neben der zuverlässigen Verknöcherung die frühzeitige aktive Funktionsbehandlung im Vordergrund. Wichtig sind ferner die Abkürzung des Krankenhausaufenthaltes, die möglichst rasche Wiederherstellung der Tragfähigkeit des Knochens und vor allem auch die Abkürzung des operativen Eingriffs.

Eine stabile Osteosynthese läßt sich beispielsweise durch eine interfragmentäre, flächenhaft wirkende Kompression mittels Zugschrauben erreichen. Des weiteren ist eine sog. axiale Kompression bekannt, die sich mit dem Zuggurtungsprinzip, mit zwei Platten oder mit 2-4 Steinmann-Nägeln, welche mit äußeren Spannen fixiert sind, erreichen läßt. Darüber hinaus werden auch intramedulläre Kraftträger (Marknägel) verwendet, wobei die Fraktur sehr häufig noch durch eine Cerclage in Form von Edelstahldraht stabilisiert wird. Schließlich sind unterschiedlichst geformte Kompressions- und Winkelplatten bekannt, die mittels Spannschrauben und Befestigungsanzügen oder dgl. mit dem Knochen lösbar verbunden werden.

All diesen Methoden haftet jedoch der Nachteil an, daß sie einen relativ hohen operativen Aufwand erfordern und daß ferner nur mit Metallimplantaten, die später wieder entfernt werden müssen, eine einigermaßen zufriedenstellende Festigkeit der Fraktur erzielt wird. Die üblicherweise verwendeten Cerclagen sind zudem nicht geeignet, Frakturen so zusammenzuhalten, daß sie im wesentlichen voll belastbar sind. Zudem sind die Verwendungsmöglichkeiten derartiger Cerclagen ausgesprochen beschränkt, da beispielsweise Kompressionsplatten mit Spannschrauben zur Fixation von alten und/oder porösen Knochen ungeeignet sind, sich zumindest aber zur Erzielung eines festen Sitzes als sehr problematisch erweisen. Abgesehen davon ist durch Anordnung solcher Platten, Schrauben und ähnlichem eine Schwächung des zu behandelnden Knochens insgesamt die Folge. So stellt beispielsweise eine durch den Knochen hindurchgeführte Schraube eine hochgradige Sollbruchstelle dar. Schließlich treten im Bereich der Enden von herkömmlichen Kompressions-, Winkelplatten oder dgl. zusätzliche Spannungen im Knochen auf, die zum einen den Heilungsprozeß verlangsamen und zum anderen zu verhältnismäßig hohen Belastungen bis hin zum Bruch des Knochens in diesem Bereich führen können.

Ausgehend vom oben genannten Stand der Technik liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein Stabilisierелеment zur Osteosynthese von Knochenfragmenten, insbesondere zur Fixation von Knochenfrakturen zu erhalten, das unter Erzielung einer hohen Stabilität und einer guten Verträglichkeit besonders einfach zu

handhaben ist.

Diese Aufgabe wird durch die kennzeichnenden Merkmale des Anspruchs 1 gelöst.

Durch die wellen-, mäander-, zick-zack-artige oder dergleichen Profilierung läßt sich ein Stabilisierелеment mit einer ausgesprochen hohen Steifigkeit erreichen. Infolgedessen sind zur Osteosynthese von Knochenfragmenten, insbesondere zur Fixation von Knochenfrakturen beispielsweise intramedulläre Kraftträger (Marknägel) nicht mehr notwendig. Zudem läßt sich das Stabilisierелеment infolge der durch die Profilierung erzielbaren hohen Steifigkeit wesentlich dünner ausbilden als die bisher bekannten Kompressions-, Winkel- oder dergleichen -platten. Die hieraus resultierende gute Verträglichkeit ermöglicht daher auch ein Belassen des erfindungsgemäßen Stabilisierelementes nach Heilung des Knochens bzw. nach Zusammenwachsen der Fraktur, so daß sich ein weiterer operativer Eingriff zum Entfernen bisher verwendeter Marknägel, Kompressions-, Winkelplatten oder anderen plattenähnlichen stabilisierenden Hilfsmitteln erübrigt. Durch die Abstützung des erfindungsgemäßen Stabilisierelementes am Knochen über wenigstens zwei sich etwa in Längsrichtung des Stabilisierelementes erstreckende Berührungslinien wird die Steifigkeit bzw. der Stabilisierungseffekt noch zusätzlich erhöht. Schließlich läßt sich das erfindungsgemäße Stabilisierelement besonders einfach handhaben, ohne daß vor der Operation vorzunehmende Anpassungsmaßnahmen, beispielsweise an die jeweilige Krümmung des Knochens im Bereich der Fraktur oder dergleichen vorzunehmen sind.

Konstruktive Details des erfindungsgemäßen Stabilisierelementes sind in den Unteransprüchen beschrieben. Von großer Bedeutung für ein einfaches und schnelles, zugleich funktionssicheres Festlegen des Stabilisierelementes am Knochen sind die Maßnahmen nach Anspruch 2. Demnach kann das Stabilisierelement mit wenigstens einem flachbandartigen Spannband, das als Spannmittel dient und die Fraktur und/oder den Knochen im Bereich der zu behandelnden Stelle umschlingt, in Form einer Rohr- oder Schlauchschelle am Knochen fixiert werden. In diesem Zusammenhang wird ausdrücklich auf die DE-PS 35 38 645 sowie auf die deutsche Patentanmeldung P 40 21 246,7 hingewiesen. Das Spannmittel als Spannband auszubilden, hat sich als ausgesprochen vorteilhaft erwiesen, da das Stabilisierelement unabhängig von der Konsistenz des Knochens, d. h. auch bei altem, porösem Knochen an diesem im Gegensatz zu herkömmlichen Spannschrauben auch unter Kompression fixierbar ist.

Des weiteren sind für eine besonders gute Handhabbarkeit wie auch Positionierung bzw. Festlegung des Spannbandes an dem Stabilisierelement und damit am Knochen die Maßnahmen nach den Ansprüchen 3 bis 7 von besonderem Interesse. Insbesondere die Festlegung des Stabilisierelementes und des Spannbandes bzw. der Spannbänder zueinander durch erfindungsgemäß vorgesehene Längsschlitze entsprechend den konstruktiven Maßnahmen nach den Ansprüchen 5 bis 7 wird eine unerwünschte Montage des Stabilisierelementes, ein Verrutschen des bzw. der Spannbänder entlang dem Stabilisierelement und ähnliches sicher verhindert.

Darüber hinaus liegt es entsprechend den Merkmalen nach Anspruch 8 im Rahmen der Erfindung, das Stabilisierelement im Bereich der am Knochen anliegenden Berührungslinien mit spitzkantigen, sägezahnartigen oder dazu vergleichbar ausgeformten Vorsprüngen zu versehen, die dem Knochen bzw. der Fraktur zuge-

wandt sind. Ein Ab- bzw. Verrutschen des Stabilisiererelementes und damit zusammenhängend des bzw. der Spannbänder während der Operation wie auch nach dem operativen Eingriff läßt sich hierdurch wirkungsvoll vermeiden. Zusätzlich sind die Vorsprünge nach den konstruktiven Maßnahmen nach Anspruch 9 asymmetrisch ausgebildet, wobei erfindungsgemäß die der Fraktur zugewandte Flanke eines jeden Vorsprunges etwa senkrecht zum Stabilisiererelement und die der Fraktur abgewandte Flanke eines jeden Vorsprunges schräg zum Stabilisiererelement in Richtung Fraktur verlaufend ausgestaltet sind. Dies hat den besonderen Vorteil, daß beim Eindringen der Vorsprünge in den Knochen eine Zugwirkung in entgegengesetzter Richtung zur Fraktur bzw. eine Druckwirkung in Richtung zur Fraktur zusätzlich erzielt wird. Dies fördert ebenfalls die Stabilisierung von Knochen und Fraktur durch das erfindungsgemäße Stabilisiererelement.

Mit der Ausgestaltung der Erfindung nach Anspruch 10 soll die Steifigkeit des am Knochen bzw. an der Fraktur anliegenden Stabilisiererelementes in Zusammenwirkung mit dem bzw. den Spannbändern durch eine zusätzliche elastische Vorspannung erhöht werden. Gleichzeitig wird einem selbständigen Lösen des Spannbandes infolge fehlender Vorspannung sicher entgegengewirkt. Durch die konstruktive Maßnahme nach Anspruch 11 wird darüber hinaus infolge einer Materialeinsparung noch zusätzlich die Elastizität des Stabilisiererelementes gefördert. Zudem ist die Verträglichkeit des erfindungsgemäßen Stabilisiererelementes durch Verringerung des Materials verbessert. Auch ist gleichzeitig sichergestellt, daß das Stabilisiererelement, beispielsweise in Form eines profilierten Loch- oder Wabenblechs, während der Heilung vom Knochen durchwachsen und somit ein nicht mehr entfernbares Teil von diesem werden kann. Von Vorteil ist dabei die erfindungsgemäße Anordnung nach den Ansprüchen 12 und 13, wodurch eine gute Verträglichkeit erzielt wird.

Von besonderem Vorteil sind weiterhin die an dem Stabilisiererelement vorgesehenen Verstärkungstreifen nach Anspruch 14, wodurch sich die Steifigkeit, insbesondere die Torsionssteifigkeit bzw. Verdrehfestigkeit des Stabilisiererelementes wesentlich erhöhen läßt, und zwar selbst für den Fall, daß das jeweilige Stabilisiererelement eine große Anzahl von Aussparungen in Form von runden, quadratischen, rechteck-, wabenförmigen oder dgl. Lochungen aufweist. Die insbesondere im Bereich der dem Knochen zugewandten Kanten und/oder der dem Knochen abgewandten Kanten angeordneten Verstärkungstreifen ermöglichen so zugleich eine Verringerung der Materialdicke von dem jeweiligen Stabilisiererelement. Damit die dem Knochen zugewandten Berührungslinien tatsächlich am Knochen zur Anlage kommen, ragen die im Bereich der dem Knochen zugewandten Kanten des Stabilisiererelementes angebrachten Verstärkungstreifen vorteilhafterweise nicht über die Berührungslinien hinaus.

Schließlich wird mit der Ausgestaltung der Erfindung nach den Ansprüchen 15 und 65 noch zusätzlich die Handhabbarkeit des erfindungsgemäßen Stabilisiererelementes verbessert. Infolge der Materialschwächungen bzw. Sollbruchstellen, wie beispielsweise Trennperforationen, -schlitze oder dergleichen, lassen sich während der Operation je nach Bedarf entsprechend große, d. h. ausreichend breite Stabilisiererelemente durch Umbiegung an der vorgesehenen Berührungslinie und nachfolgendem Abbrechen erhalten. Schwierige und zumeist langwierige Vorbereitungsmaßnahmen zur Anpassung

des Stabilisiererelementes an Form und Größe von Knochen bzw. Fraktur können auf diese Weise entfallen. Zur verbesserten Handhabbarkeit des erfindungsgemäßen Stabilisiererelementes können darüber hinaus vorgesehene Verstärkungstreifen ebenfalls mit Materialschwächungen bzw. Sollbruchstellen in Form von Trennperforationen, -schlitzen oder dgl. versehen sein.

Weitere Merkmale, Vorteile und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung einiger bevorzugter Ausführungsformen der Erfindung sowie anhand der Zeichnungen. Hierbei zeigen:

Fig. 1 eine Ausführungsform eines erfindungsgemäß ausgebildeten Stabilisiererelementes mit einem schematisch dargestellten Spannband in perspektivischer Ansicht;

Fig. 2 einen teilweise abgebrochenen Querschnitt durch das erfindungsgemäße Stabilisiererelement nach Fig. 1 längs der Linie II-II in vergrößerter Darstellung;

Fig. 3 eine teilweise abgebrochene Seitenansicht einer geringfügig abgewandelten Ausführungsform eines Stabilisiererelementes entsprechend Fig. 2 in Pfeilrichtung III;

Fig. 4 einen teilweise abgebrochenen Querschnitt durch eine weitere Ausführungsform eines erfindungsgemäß ausgebildeten Stabilisiererelementes entsprechend Fig. 2;

Fig. 5 eine teilweise abgebrochene Seitenansicht eines Stabilisiererelementes nach Fig. 4 in Pfeilrichtung V;

Fig. 6 eine andere Ausführungsform eines erfindungsgemäß ausgebildeten Stabilisiererelementes mit einem schematisch dargestellten Spannband in perspektivischer Ansicht;

Fig. 7-9 weitere Ausführungsformen eines erfindungsgemäß ausgebildeten Stabilisiererelementes in perspektivischer Ansicht;

Fig. 10-14 schematisiert dargestellte Querschnitte durch weitere Ausführungsformen von erfindungsgemäß ausgebildeten Stabilisiererelementen;

Fig. 15 einen Längsschnitt durch eine weitere Ausführungsform eines erfindungsgemäß ausgebildeten Stabilisiererelementes im Bereich einer Knochenfraktur entsprechend Fig. 3 in verkleinerter Darstellung;

Fig. 16 eine andere Ausführungsform eines erfindungsgemäß ausgebildeten Stabilisiererelementes in perspektivischer Ansicht entsprechend Fig. 1; und

Fig. 17 einen teilweise abgebrochenen Querschnitt durch das erfindungsgemäße Stabilisiererelement nach Fig. 16 längs der Linie XVII-XVII in vergrößerter Darstellung.

In Fig. 1 ist ein Stabilisiererelement 10 zur Osteosynthese von Knochenfragmenten, insbesondere zur Fixation von Knochenfrakturen dargestellt, das die Fraktur und/oder den nicht gezeigten Knochen im Bereich der zu behandelnden Stelle wenigstens teilweise überdeckt und mit mindestens einem Spannmittel am Knochen festgelegt wird. Das Spannmittel ist nach Art einer Rohr- bzw. Schlauchschelle als flachbandartiges Spannband 12 ausgebildet, das die Fraktur und/oder den Knochen im Bereich der zu behandelnden Stelle umschlingt. Das Spannband 12, das hier nur teilweise und schematisch dargestellt ist, entspricht in Funktion und konstruktiver Ausgestaltung den in der DE-PS 35 38 645 und der deutschen Patentanmeldung P 40 21 246.7 beschriebenen Spannbändern.

Das Stabilisiererelement 10 nach den Fig. 1 und 2 ist im Querschnitt zick-zack-artig ausgebildet, wobei die einzelnen Flächenteile 14 des Stabilisiererelementes 10 in ihren Abmessungen einander entsprechen und etwa im

rechten Winkel aneinander anschließen. Infolge dieser zick-zack-artigen Profilierung erhält das Stabilisiererelement 10 eine ausgesprochen hohe Steifigkeit, obschon das Stabilisiererelement 10 eine verhältnismäßig geringe Dicke aufweist. Das Stabilisiererelement 10 nach Fig. 1 stützt sich am nicht dargestellten Knochen über vier im wesentlichen in Längsrichtung des Stabilisiererelementes 10 erstreckende Berührungslinien 16 ab, die hier mit den dem Knochen bzw. der Fraktur zugewandten Kanten 18 jeweils zweier aneinander angrenzender Flächenteile 14 des Stabilisiererelementes 10 identisch sind. In Fig. 2 verlaufen die Berührungslinien 16 etwa senkrecht zur Zeichenblattebene.

Das flächbandartige Spannband 12 kommt entsprechend Fig. 2 auf dem Stabilisiererelement 10 zwischen jeweils zwei benachbarten Berührungslinien 16 zur Anlage, und zwar von den Berührungslinien 16 etwa gleich beabstandet und vom nicht gezeigten Knochen abgewandt. Das Stabilisiererelement 10 läßt sich daher am Knochen mit dem diesen umschlingenden Spannband 12 unter beliebig auszuwählender Kompression fixieren, ohne daß der Knochen selbst zur Fixation wiederum des Spannbandes 12 herangezogen werden muß. Dies hat den Vorteil, daß das Stabilisiererelement 10 schnell und einfach am Knochen festlegbar ist, unabhängig von der jeweiligen Konsistenz des die Fraktur aufweisenden Knochens. Insofern ist das Stabilisiererelement 10 auch für die Behandlung von alten, zumeist porösen Knochen besonders gut geeignet.

Wie in den Fig. 1 bis 3 dargestellt, weist das Stabilisiererelement 10 Anlageflächen zur Positionierung des Spannbandes 12 bzw. zur Festlegung der Relativlage des Spannbandes 12 gegenüber dem Stabilisiererelement 10 auf. Ein Verrutschen oder dergleichen des Spannbandes 12 entlang dem Stabilisiererelement 10 während des chirurgischen Eingriffs und insbesondere nach der Operation beim Heilungsprozeß ist auf diese Weise ausgeschlossen. Das Stabilisiererelement 10 ist dabei wenigstens an einer Stelle, d. h. hier zwischen den dem Knochen zugewandten Kanten 18 und den dem Knochen abgewandten Kanten 20 jeweils zweier benachbarter Flächenteile 14, mit Längsschlitten 22 versehen, durch die das Spannband 12 unter entsprechender Positionierung gegenüber dem Stabilisiererelement 10 bzw. dem Knochen hindurchführbar ist. Die Fixierung des Stabilisiererelementes 10 am Knochen wird noch zusätzlich durch die Anordnung von Längsschlitten 22 in den endseitigen Bereichen 24 der Flächenteile 14 zur Positionierung weiterer, in Fig. 1 nicht dargestellter Spannbänder 12 verbessert. Auch läßt sich hierdurch die Steifigkeit des Stabilisiererelementes 10 erhöhen. Das jeweilige Spannband 12 wird von den entsprechenden Längsschlitten 22 im Stabilisiererelement 10 nahezu ohne Spiel aufgenommen, da der freie Querschnitt der Längsschlitten 22 nur geringfügig größer bemessen ist als der Querschnitt eines solchen Spannbandes 12.

Die Ausführungsform des Stabilisiererelementes 10 gemäß Fig. 3 unterscheidet sich von derjenigen nach den Fig. 1 und 2 durch zusätzlich vorgesehene Vorsprünge 26 oder dergleichen, die im Bereich der am Knochen anliegenden Berührungslinien 16 angeordnet sind und über die Berührungslinien 16 dem Knochen bzw. der Fraktur zugewandt hinausragen. Infolge der spitz- bzw. scharfkantigen, insbesondere sägezahnartigen Ausbildung dieser Vorsprünge 26, die beim Auflegen des Stabilisiererelementes 10 und anschließenden Festziehen des Spannbandes 12 in den Knochen zwangsläufig eingreifen, wird eine zusätzliche Sicherung des Stabilisiererele-

mentes 10 am Knochen erhalten. Ein Verrutschen des Stabilisiererelementes 10 entlang dem zu behandelnden Knochen wird durch die Vorsprünge 26 somit sicher vermieden. Die Vorsprünge 26 sind bei der Ausführungsform des Stabilisiererelementes 10 nach Fig. 3 unterhalb der Längsschlitten 22 angeordnet, so daß diese mit Festziehen des Spannbandes 12 automatisch in den Knochen gedrückt werden.

In den Fig. 4 und 5 sind die Anlagenflächen des Stabilisiererelementes 10 für das Spannband 12 durch zwei zueinander entsprechend der Breite des Spannbandes 12 angeordnete Vorsprünge 28, Ansätze oder dergleichen gebildet. Die Vorsprünge 28 ragen über die dem Knochen abgewandten Kanten 20 zweier jeweils benachbarter Flächenteile 14 des Stabilisiererelementes 10 hinaus, wobei deren lichte Höhe geringfügig größer ist als die Höhe des jeweiligen Spannbandes 12. Die als Vorsprünge 28 ausgebildeten Anlageflächen haben den zusätzlichen Vorteil einer sehr einfachen Montage des Spannbandes 12 auf dem Stabilisiererelement 10 während der Operation. Zudem sind bei der Ausführungsform des Stabilisiererelementes 10 nach den Fig. 4 und 5 spitz- bzw. scharfkantige, dem Knochen und/oder der Fraktur zugewandte Vorsprünge 30 vorgesehen, die zueinander entlang der Berührungslinien 16 an den dem Knochen zugewandten Kanten 18 des Stabilisiererelementes 10 regelmäßig beabstandet sind. Die Vorsprünge 30 zweier benachbarter Berührungslinien 16 können hierbei ebenso gut noch zusätzlich auf Versatz zueinander angeordnet sein.

Fig. 6 zeigt eine andere Ausführungsform des Stabilisiererelementes 10, bei welcher in den Flächenteilen 14 Aussparungen 32 zwischen den Längsschlitten 22 angebracht sind. Die Aussparungen 32 fördern zum einen die Verträglichkeit des Stabilisiererelementes 10 aufgrund einer weiteren Herabsetzung der Materialanhäufung und zum anderen die Festlegung der Relativlage des Stabilisiererelementes 10 am Knochen, da dieser während des Heilungsprozesses durch das Stabilisiererelement 10 hindurchwachsen kann.

Die Ausführungsformen des Stabilisiererelementes 10 in den Fig. 7 und 8 sind im Bereich der oder vorzugsweise entlang den am Knochen anliegenden Berührungslinien 16 materialgeschwächt. So sind die Stabilisiererelemente 10 nach den Fig. 7 und 8 mit Sollbruchstellen, insbesondere in Form von Trennschlitten 34 bzw. Trennperforationen 36 versehen. Auf diese Weise ist es möglich, die Größe, d. h. die Breite des Stabilisiererelementes 10 ohne große Vorbereitungsmaßnahmen auch kurzfristig während der Operation an die zu behandelnde Stelle des Knochens bzw. der Fraktur schnell und ohne Aufwand durch Umbiegen an der jeweiligen Berührungslinie 16, was zu einem Abbrechen des Stabilisiererelementes 10 führt, anzupassen. Abgesehen davon erweist sich sowohl die Herstellung als auch die Aufbewahrung dieses einem Baukastensystem gleichenden Stabilisiererelementes 10 als ausgesprochen vorteilhaft. Je nach Bedarfsfall ist das Stabilisiererelement hinsichtlich seiner Länge variierbar. So ist das Stabilisiererelement in Fig. 9 ausgesprochen kurz gehalten, so daß die einzelnen Flächenteile 14 jeweils nur einen einzigen Längsschlitten 22 aufweisen.

In den Fig. 10 bis 14 sind weitere Ausführungsformen des Stabilisiererelementes 10 schematisiert gezeigt, wobei deren Profile wellenförmig (vgl. Fig. 10, 14), mäanderartig (vgl. Fig. 12) sowie beliebig zick-zack-geformt (vgl. Fig. 11, 13) oder in ähnlicher Weise ausgestaltet sind. Die Berührungslinien 16, die in den Fig. 10 bis 14 als

Punkte hervorgehoben sind, stehen bei sämtlichen dieser Ausführungsbeispiele des Stabilisiererelementes 10 senkrecht auf der Zeichenblattebene. Entsprechend der Auswahl des jeweiligen Profils des Stabilisiererelementes 10 läßt sich auf dessen Steifigkeit Einfluß nehmen, da jedes Profil unter einer ihm eigenen elastischen Vorspannung unter Anlage an den Knochen bzw. die Fraktur bringbar ist.

Fig. 15 zeigt eine weitere Ausführungsform eines Stabilisiererelementes 10 nach der Erfindung, das am Knochen 38 anliegt und die Fraktur 40 überdeckt. Die dem Knochen 38 zugewandten, spitz- bzw. scharfkantigen, insbesondere sägezahnartigen Vorsprünge 42 sind dabei asymmetrisch ausgebildet. Zum einen ist die der Fraktur zugewandte Flanke 44 eines jeden Vorsprunges 42 etwa senkrecht zum Stabilisiererelement 10 verlaufend ausgestaltet. Zum anderen erstreckt sich die der Fraktur 40 abgewandte Flanke 46 eines jeden Vorsprunges 38 schräg zum Stabilisiererelement 10 und in Richtung der Fraktur 40. Dies hat den Vorteil, daß die Vorsprünge beim Festziehen des Spannbandes in den Knochen 38 eindringen und gleichzeitig einen Druck auf den Knochen 38 in Richtung der Fraktur 40 ausüben bzw. das Stabilisiererelement mit einem entsprechenden Zug in dessen Längsrichtung beaufschlagen. Hierdurch wird zusätzlich ein Anpressen der beiden einzelnen gebrochenen Knochenteile gegeneinander im Bereich der Fraktur erreicht, was letztendlich zur weiteren Förderung des Heilungsprozesses führt.

In den Fig. 16 und 17 ist eine weitere Ausführungsform des Stabilisiererelementes 10 dargestellt, das mit mehreren im wesentlichen quer zur Längsrichtung des Stabilisiererelementes 10 verlaufenden Verstärkungstreifen 48, 50 versehen ist. Die Verstärkungstreifen 48 sind dabei im Bereich der dem Knochen abgewandten Kanten 20 des Stabilisiererelementes angeordnet. Dagegen sind die Verstärkungstreifen 50 im Bereich der dem Knochen zugewandten Kanten 18 angeordnet. Vorzugsweise ragen die Verstärkungstreifen 50 nicht über die Berührungslinien 16, die dem Knochen bzw. der Fraktur zugewandt sind, hinaus, wodurch sichergestellt ist, daß die Berührungslinien 16 selbst am Knochen zur Anlage kommen und von diesem nicht wegen überstehender Verstärkungstreifen 50 beabstandet sind. Infolge der Verstärkungstreifen 48, 50 erhält das jeweilige Stabilisiererelement 10 eine wesentlich höhere Steifigkeit. Insbesondere nimmt die Torsionssteifigkeit bzw. Verdrehfestigkeit des Stabilisiererelementes 20 durch diese Verstärkungstreifen 48, 50 zu. In entsprechender Weise lassen sich die Verstärkungstreifen 48, 50 auch an anderer Stelle des Stabilisiererelementes 10 zwischen zwei benachbarten, dem Knochen zugewandten und abgewandten Kanten 18, 20 anordnen. Gleichzeitig kann aufgrund dieser erzielbaren erhöhten Steifigkeit das Stabilisiererelement 10, d. h. die Flächenteile 14 eine geringere Materialdicke aufweisen, was wiederum die Verträglichkeit dieses Stabilisiererelementes 10 fördert. Schließlich können die Verstärkungstreifen 48, 50 vornehmlich im Bereich der Kanten 18, 20 Materialschwächungen oder Sollbruchstellen aufweisen, insbesondere in Form von Trennschlitzten bzw. Trennperforationen (nicht dargestellt), die die Handhabbarkeit des Stabilisiererelementes begünstigt. Insofern läßt sich nämlich die Größe, d. h. die Breite des Stabilisiererelementes 10 durch einfaches Umbiegen und Abbrechen anpassen. Die Verstärkungstreifen 48, 50 sind hierbei bezüglich ihrer Materialdicke, -breite sowie Querschnittsform beliebig wählbar.

Die Werkstoffwahl des Stabilisiererelementes 10 hängt

schließlich von den speziellen Anforderungen bzw. operativen Vorgaben des Einzelfalles ab. So kann das Stabilisiererelement 10 aus Implantatmaterial, insbesondere metallischem Implantatmaterial, wie Titan, bestehen oder auch aus Keramik, Kunststoff und anderem biologisch verträglichem Material hergestellt sein. Ebenso ist es möglich, das Stabilisiererelement aus knochenähnlichem Material, insbesondere Hydroxylapatit auszubilden, das selbstauflösend ist und/oder vom Knochen durchwachsen wird.

Die Erfindung ist nicht auf die dargestellten Ausführungsformen beschränkt. Beispielsweise lassen sich die zuvor beschriebenen Ausführungen des Stabilisiererelementes 10 hinsichtlich ihrer konstruktiven Ausgestaltung und Anordnung einzelner technischer Merkmale, wie z. B. der Vorsprünge 26, 28, 30, der Aussparungen 32, der Trennschlitzte sowie -perforationen 34, 36, der Anzahl der Längsschlitzte 22 und vieles andere mehr, miteinander beliebig kombinieren. Des weiteren lassen sich ebenfalls die Profilformen des Stabilisiererelementes 10 in beliebiger Weise variieren. Schließlich sind auch die geometrischen Abmessungen der verschiedenartigen Profilformen beliebig variierbar. So kann beispielsweise die Dicke der Flächenteile 14, die zwischen zwei jeweils benachbarten Berührungslinien 16 angeordnet sind (vgl. insbesondere Fig. 10–14), unterschiedlich groß ausgewählt sein. Ebenso ist es noch denkbar, zwei oder mehrere, voneinander getrennte und unterschiedlich lange Stabilisiererelemente 10 um den Knochen herum anzuordnen und beispielsweise mit einem einzigen Spannband an diesem zu fixieren.

Sämtliche in den Anmeldungsunterlagen offenbarten Merkmale werden als erfindungswesentlich beansprucht, soweit sie einzeln oder in Kombination gegenüber dem Stand der Technik neu sind.

Patentansprüche

1. Stabilisiererelement zur Osteosynthese von Knochenfragmenten, insbesondere zur Fixation von Knochenfrakturen, das die Fraktur und/oder den Knochen im Bereich der zu behandelnden Stelle wenigstens teilweise überdeckt und mit mindestens einem Spannmittel am Knochen festlegbar ist, dadurch gekennzeichnet, daß das Stabilisiererelement (10) im Querschnitt wellen-, mäander-, zick-zack-artig oder dgl. ausgebildet und am Knochen über wenigstens zwei sich etwa in Längsrichtung des Stabilisiererelementes (10) erstreckende Berührungslinien (16) abstützbar ist.
2. Stabilisiererelement nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Stabilisiererelement (10) mit wenigstens einem als Spannmittel dienenden und die Fraktur und/oder den Knochen im Bereich der zu behandelnden Stelle umschlingenden, flachbandartigen Spannband (12) in Form einer Rohr- oder Schlauchschelle am Knochen fixierbar ist.
3. Stabilisiererelement nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß das Stabilisiererelement (10) mit Anlageflächen zur Positionierung des Spannbandes (12) versehen ist.
4. Stabilisiererelement nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Anlageflächen für das Spannband (12) durch zwei im Abstand entsprechend der Breite des Spannbandes (12) angeordnete Vorsprünge (28) oder dgl. definiert sind.
5. Stabilisiererelement nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß das Stabilisiererelement (10) we-

nigstens an einer Stelle Längsschlitze 22 aufweist, durch die das Spannband (12) unter entsprechender Positionierung gegenüber dem Stabilisierelement (10) bzw. dem Knochen hindurchführbar ist.

6. Stabilisierelement nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Stabilisierelement (10) wenigstens jeweils endseitig Längsschlitze (22) für die Positionierung von zugeordneten Spannbandern (12) aufweist.

7. Stabilisierelement nach wenigstens einem der Ansprüche 5 und 6, dadurch gekennzeichnet, daß der freie Querschnitt der Längsschlitze (22) im Stabilisierelement (10) geringfügig größer bemessen ist als der Querschnitt des Spannbandes (12).

8. Stabilisierelement nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß das Stabilisierelement (10) im Bereich der am Knochen anliegenden Berührungslinien (16) spitz- oder scharfkantige, insbesondere sägezahnartige, dem Knochen bzw. der Fraktur zugewandte Vorsprünge (26, 30) oder dgl. aufweist.

9. Stabilisierelement nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die dem Knochen (38) zugewandten spitz- oder scharfkantigen, insbesondere sägezahnartigen Vorsprünge (42) asymmetrisch ausgebildet sind, wobei die der Fraktur (40) zugewandte Flanke (44) jeweils etwa senkrecht zum Stabilisierelement (10) und die der Fraktur (40) abgewandte Flanke (46) jeweils schräg zum Stabilisierelement (10) in Richtung Fraktur (40) verlaufend ausgestaltet sind.

10. Stabilisierelement nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß das Stabilisierelement (10) unter elastischer Vorspannung in Anlage an den Knochen bzw. die Fraktur bringbar ist.

11. Stabilisierelement nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß das Stabilisierelement (10) mit zwischen den Anlageflächen angeordneten runden, quadratischen, rechteck-, wabenförmigen oder dgl. Aussparungen (32) versehen ist.

12. Stabilisierelement nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß das Stabilisierelement (10) aus Implantatmaterial, insbesondere metallischem Implantatmaterial, wie Titan, Keramik, Kunststoff oder biologisch verträglichem Material besteht.

13. Stabilisierelement nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß das Stabilisierelement (10) aus knochenähnlichem Material, insbesondere Hydroxylapatit besteht, das selbstauflösend und/oder vom Knochen durchwachsbar ist.

14. Stabilisierelement nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß das Stabilisierelement (10) mit wenigstens einem im wesentlichen quer zur Längsrichtung des Stabilisiererelementes (10) verlaufenden, insbesondere im Bereich der dem Knochen zugewandten Kanten (18) und/oder der dem Knochen abgewandten Kanten (20) angeordneten Verstärkungstreifen (48, 50) versehen ist, wobei die Verstärkungstreifen (50) im Bereich der dem Knochen zugewandten Kanten (18) vorzugsweise nicht über die Berührungslinien (16), die dem Knochen bzw. der Fraktur zugewandt sind, hinausragen.

15. Stabilisierelement nach wenigstens einem der

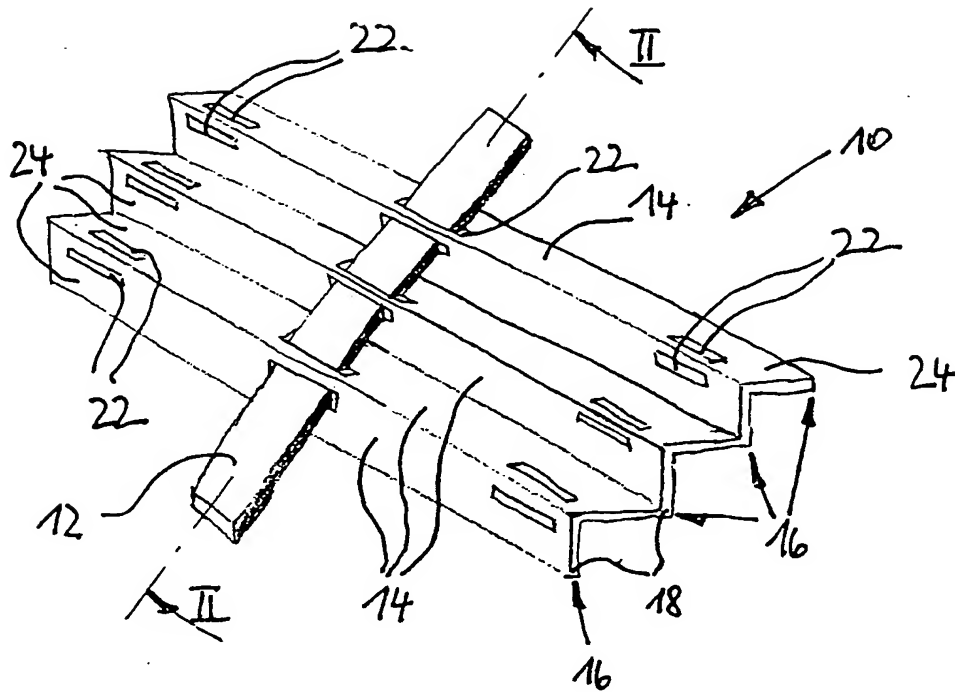
Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß das Stabilisierelement (10) im Bereich der am Knochen anliegenden Berührungslinien (16) materialgeschwächt ausgebildet ist.

16. Stabilisierelement nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß das Stabilisierelement (10) entlang den Berührungslinien (16) mit Sollbruchstellen, insbesondere mit Trennschlitzen (34), -perforationen (36) oder dgl. versehen ist.

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

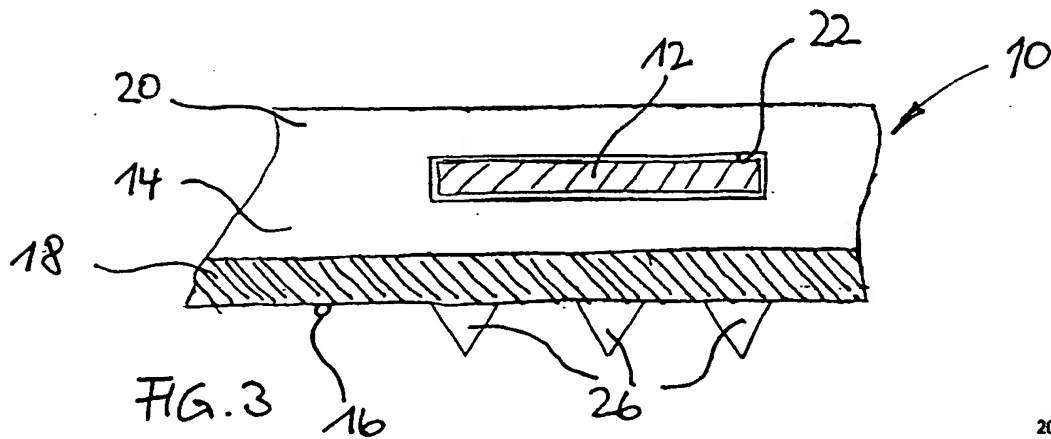
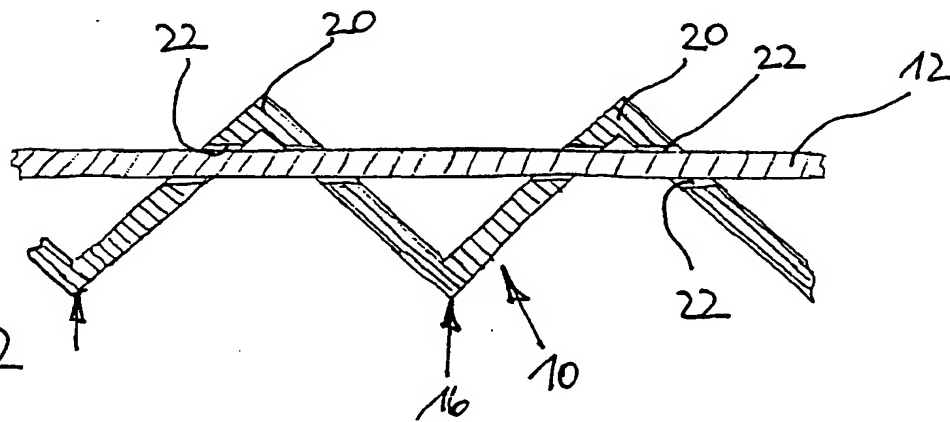
— Leerseite —

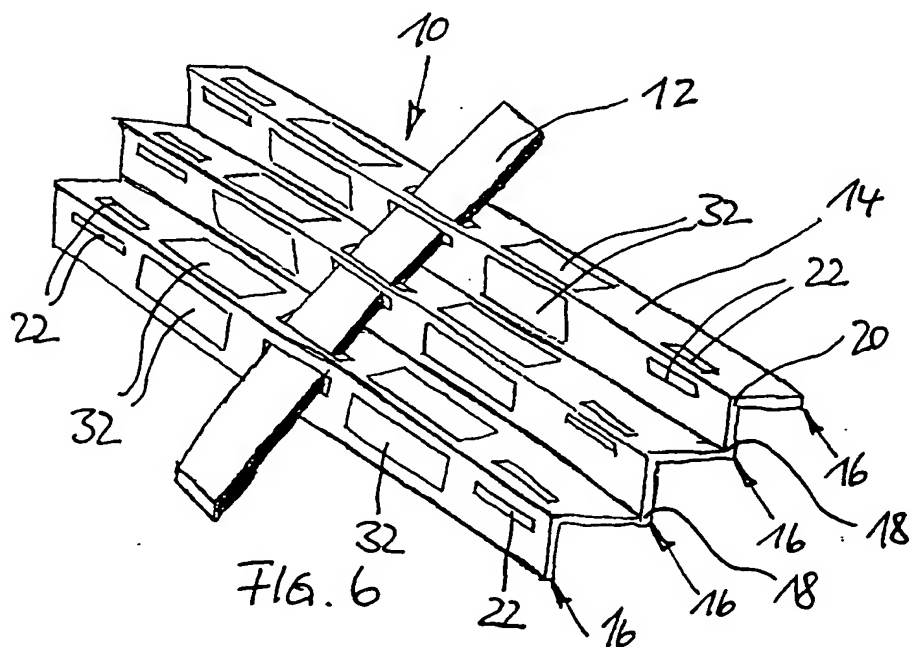
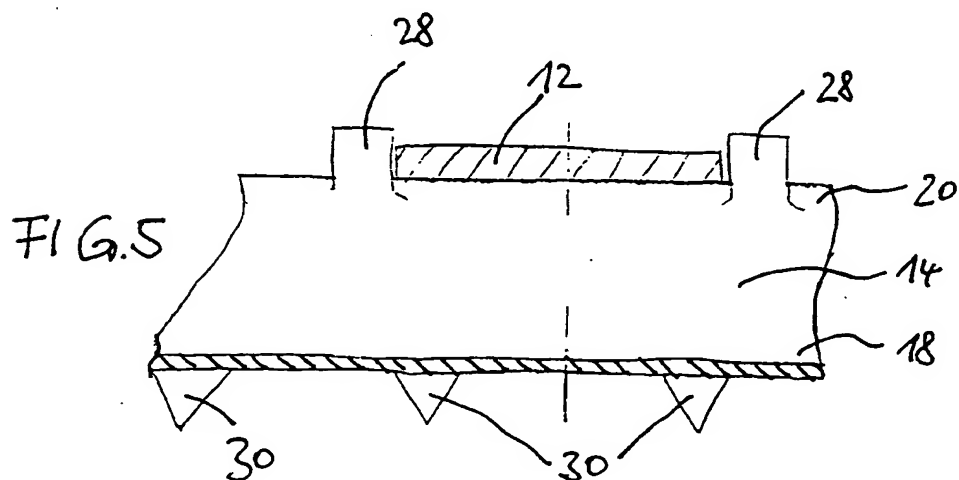
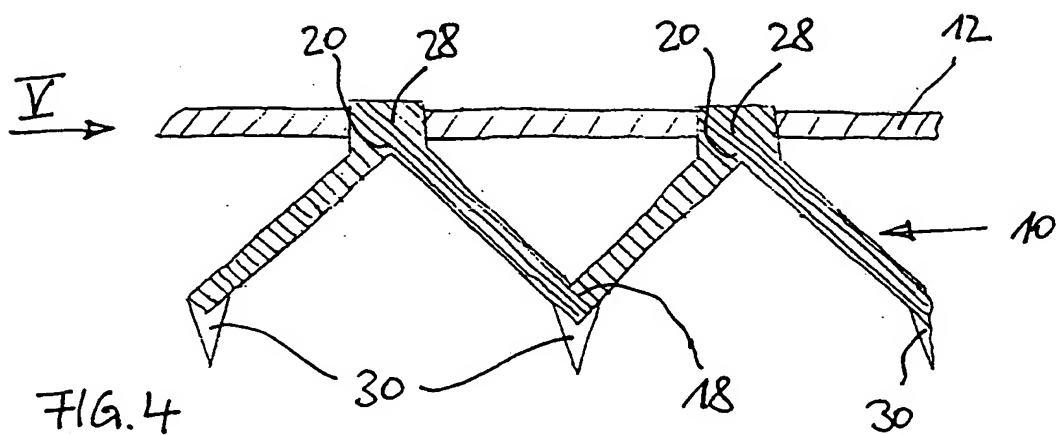
FIG. 1



III →

FIG. 2





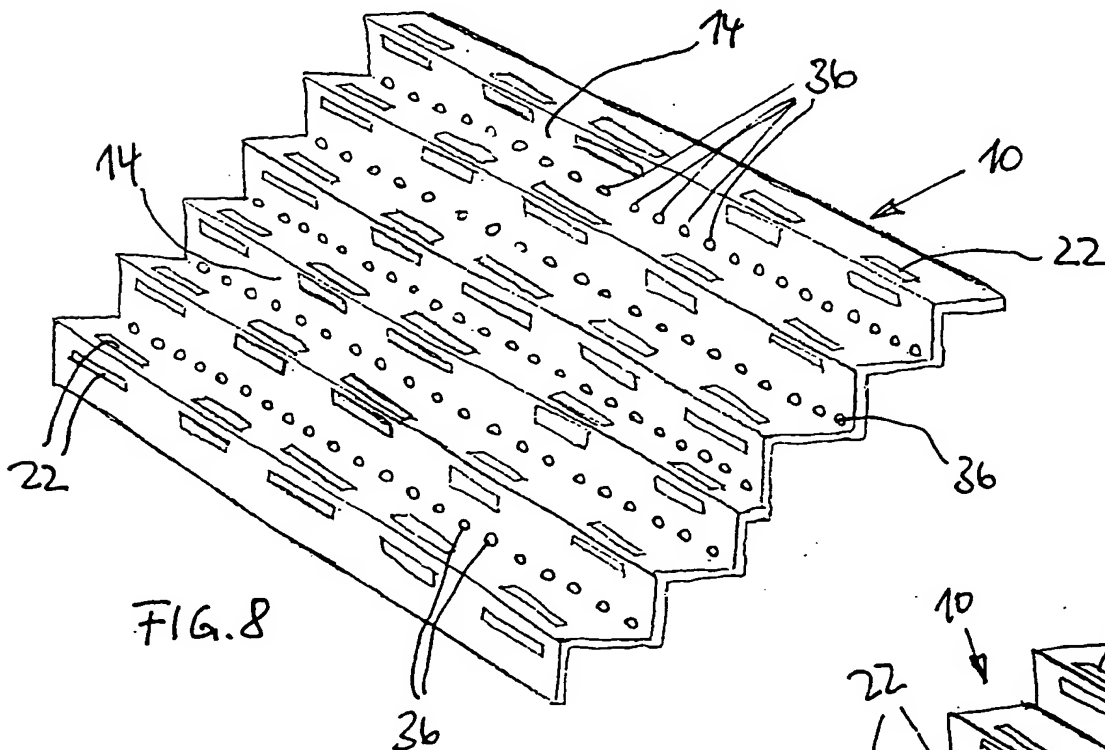
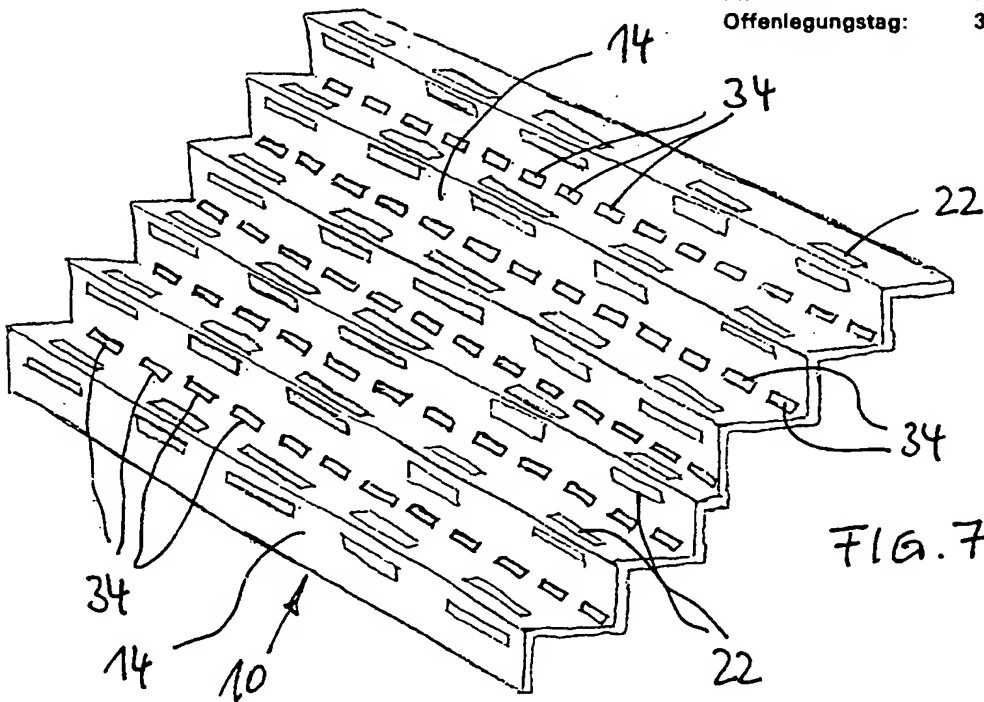
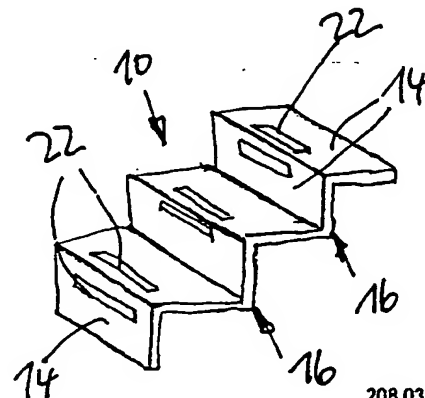


FIG. 9



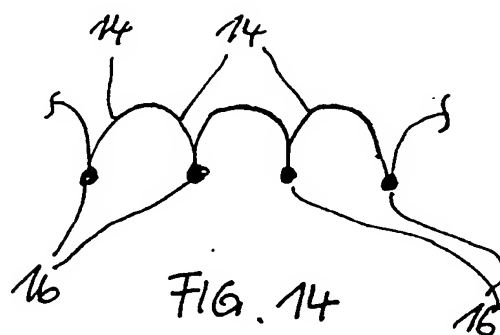
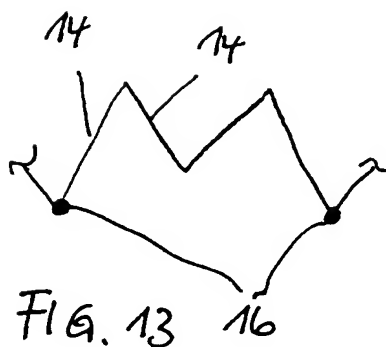
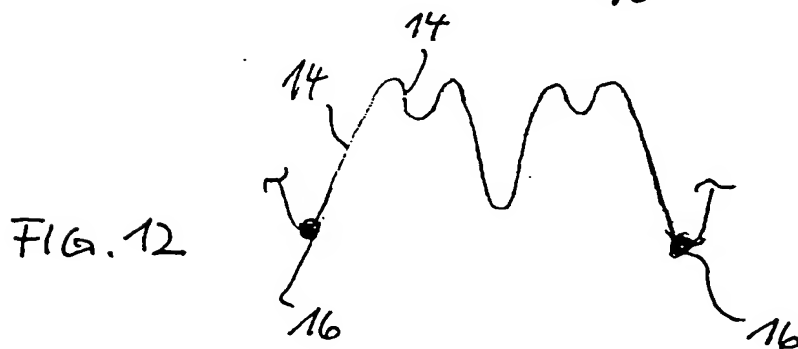
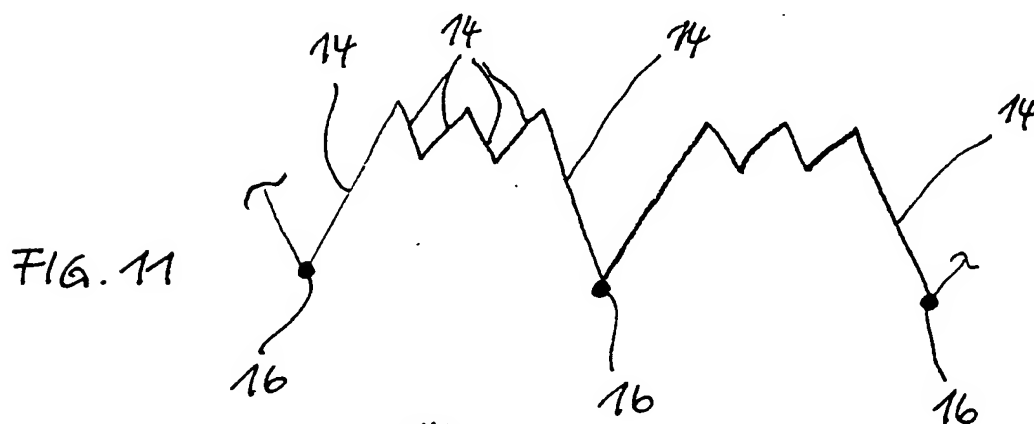
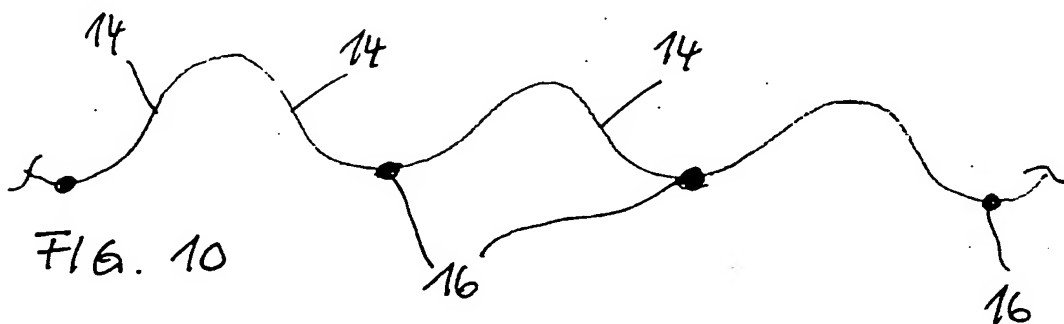


FIG. 15

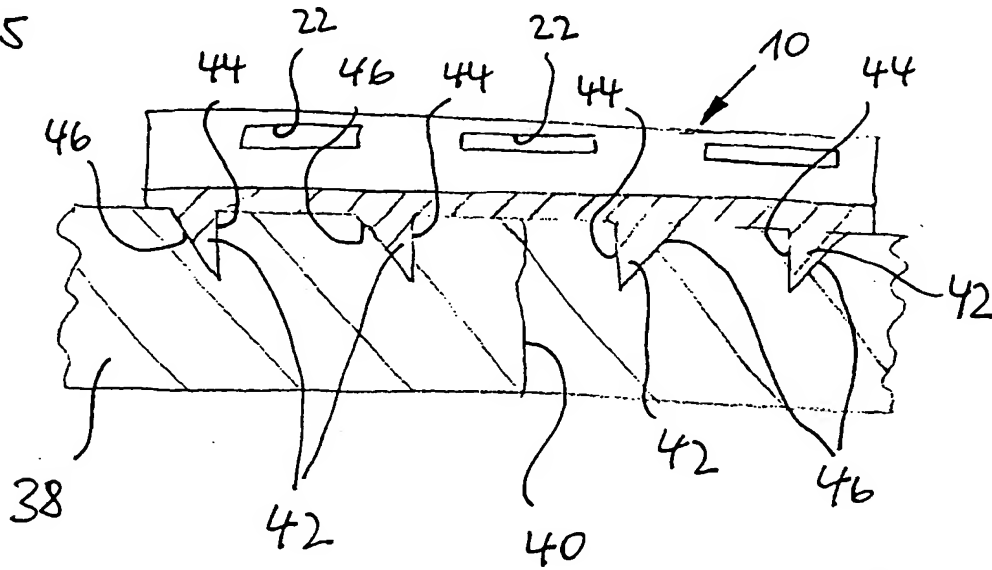


FIG. 17

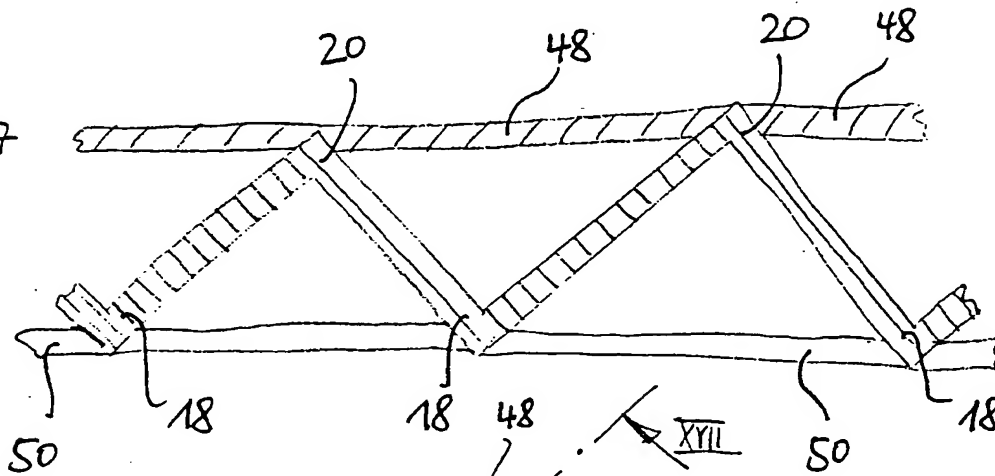
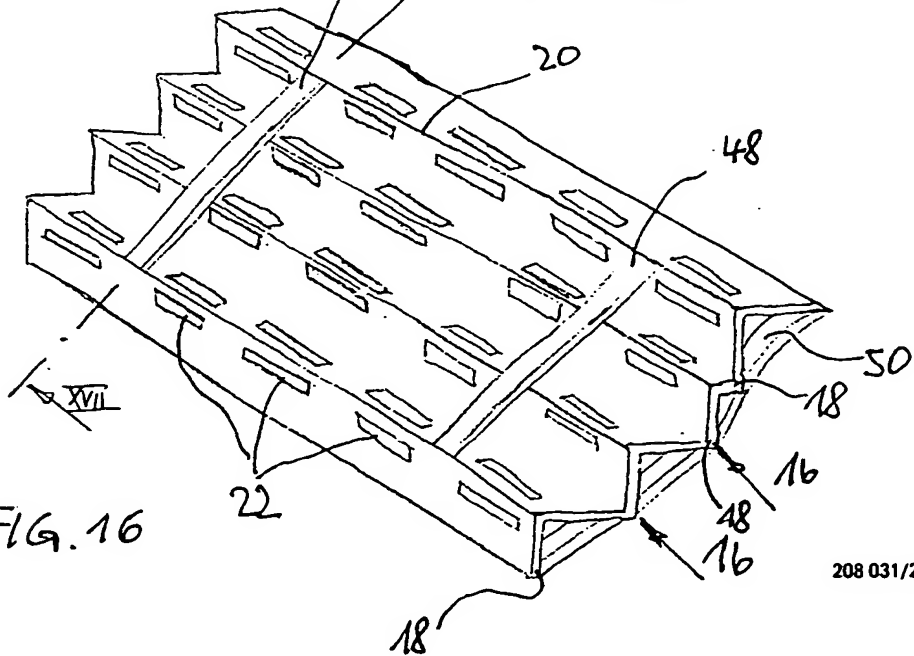


FIG. 16



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.